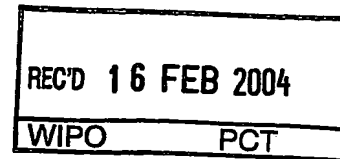


BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung
einer Patentanmeldung**

Aktenzeichen: 102 59 820.7

Anmeldetag: 19. Dezember 2002

Anmelder/Inhaber: Siemens Aktiengesellschaft, 80333 München/DE;
Infineon Technologies AG, 81669 München/DE.

Bezeichnung: DNA-Chip mit einem Mikroarray aus Mikroelektro-
densystemen

IPC: G 01 N, C 12 M

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ur-
sprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 13. Januar 2004
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Wallner

PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

Beschreibung

DNA-Chip mit einem Mikroarray aus Mikroelektrodensystemen

- 5 Die Erfindung betrifft einen DNA-Chip mit einem Mikroarray aus Mikroelektrodensystemen entsprechend dem Oberbegriff des Patentanspruches 1.

10 Ein DNA-Chip umfasst allgemein einen meist flach ausgebildeten Träger, auf dem ein Mikroarray aus Spots angeordnet ist. Ein Spot enthält auf den Oberflächen von Träger und Elektroden immobilisierte Fängermoleküle, beispielsweise Oligonucleotide. Zur Durchführung einer Analyse wird auf die Spots eine
15 Zielmoleküle, beispielsweise DNA-Bruchstücke, enthaltende Analytlösung aufgebracht. Im Falle einer komplementären Übereinstimmung in der Basensequenz koppeln die Zielmoleküle an die Fängermoleküle eines Spots an. Die Auslesung des Analyseergebnisses, also die Bestimmung jener Spots, in denen Kopplungs- bzw. Bindungsereignisse stattgefunden haben, kann
20 beispielsweise optisch, kalorimetrisch oder elektrisch erfolgen.

Aus der DE 196 10 115 C2 und „Nanoscaled interdigitated electrode arrays for biochemical sensors“, Van Gerwen et al., Sensors and Actuators, B49, 1998, 73-80, Elsevier Science S.A. sind elektrisch auslesbare DNA-Chips bekannt, die zur elektrischen Detektion von Bindungsereignissen zweipolige Mikroelektrodensysteme aufweisen. Diese sind jeweils aus einem Paar kammartiger, miteinander verzahnter Elektroden gebildet, welche mit Wechselstrom beaufschlagt sind. Im Bereich
30 der Elektroden stattfindende Bindungsereignisse verändern elektrische Parameter wie z.B. den Leitwert und die spezifische Kapazität des Analyten und sind dementsprechend mit Hilfe des Mikroelektrodensystems detektierbar.

35 Problematisch bei derartigen DNA-Chips ist, dass die Dimension der Elektroden sehr groß ist im Vergleich zu den molekularen

ren Dimensionen der in unimolekularer Lage auf der Träger- und Elektrodenoberfläche vorhandenen Fängermoleküle. Dort stattfindende Bindungsereignisse sind daher nur schwer detektierbar. Bei van Gerwen et al wird zur Verbesserung des Messeffektes bzw. der Sensitivität eine Verkleinerung der Elektroden vorgeschlagen. Einer Miniaturisierung sind jedoch aus technischen und ökonomischen Gründen Grenzen gesetzt.

Ein weiteres Problem besteht darin, dass beim Nachweis von biochemischen Molekülen relativ hohe Elektrolytleitwerte und dementsprechend niedrige Analytwiderstände vorliegen. Diese werden von der meist sehr hohen, durch die Elektrolyt-Doppelschicht zwischen Elektroden und Analyt hervorgerufene, Elektrodenimpedanz überlagert. Eine Separierung von Analytwiderstand und Elektrodenimpedanz ist nahezu unmöglich. Außerdem sind aufgrund des kleinen Analytwiderstandes sehr hohe Messfrequenzen nötig. Dies ist mit herkömmlicher Messtechnik jedoch sehr schwierig, da parasitäre Kapazitäten, wie Kabelkapazitäten etc., die Messung stören.

Bei herkömmlichen DNA-Chips sind also die Messeffekte zur Ermittlung der Kapazität bzw. des Widerstands des Analyten sehr schwach ausgeprägt oder nicht vorhanden. Darüber hinaus müssen die Messfrequenzen im MHz-Bereich liegen. Außerdem beeinflussen alle chemischen oder physikalischen Vorgänge, die an den Elektroden stattfinden, die Messung zwischen den Elektroden, so z.B. Belegungen mit biochemischen Molekülen, Polarisierungen, Korrosion der Elektroden, Filmbildung usw.

Davon ausgehend ist es die Aufgabe der Erfindung, einen elektrisch auslesbaren DNA-Chip zu schaffen, mit dem die Erfassung von analytspezifischen Messwerten erleichtert ist.

Diese Aufgabe wird durch die Gesamtheit der Merkmale des Patentanspruches 1 gelöst. Weiterbildungen sind in den Unteransprüchen angegeben.

Bei der Erfindung umfasst der DNA-Chip ein Paar Polarisations-
elektroden zur Erzeugung eines elektromagnetischen Wech-
selfeldes und ein Paar Sensorelektroden zur Messung eines
5 bindungsinduzierten Spannungsabfalls im Analyten. Die Polari-
sationselektroden sind dabei mit Wechselstrom bzw. -spannung
gegebener Amplitude und gegebener Frequenz beaufschlagt. Mit
Hilfe der Sensorelektroden und eines an sie angeschlossenen
hochohmigen Messverstärkers lässt sich eine durch Bindungser-
eignisse hervorgerufene Widerstandänderung als Spannungsände-
10 rung polarisierungsfrei abgreifen. Der störende Einfluss der
Elektrodenimpedanz ist somit eliminiert. Der Spannungsabgriff
an den Sensorelektroden erfolgt hochohmig, so dass keine nen-
nenswerten Ströme aus den Sensorelektroden aus- oder in diese
eintreten. Auch findet hierdurch an den Sensorelektroden kei-
15 ne zusätzliche Polarisierung statt, was die oben beschriebenen
nachteiligen Effekte wie Polarisierung, Filmbildung, Oxidation
etc. minimiert. Diese Effekte können zwar nach wie vor an den
Polarisationselektroden auftreten, gehen jedoch wegen der
Spannungsmessung rein über die Sensorelektroden nicht oder
20 nur wesentlich geringer in die Messergebnisse ein. Durch die
Trennung von polarisierenden Polarisierungselektroden und mes-
senden Sensorelektroden, an denen praktisch keine störenden
chemischen oder physikalischen Vorgänge stattfinden, wird so-
mit die Qualität der Messung erheblich gesteigert.

Bei einer bevorzugten Ausgestaltung weist der Träger des DNA-
Chips ein Siliziumsubstrat auf, auf dem das Mikroelektroden-
system vorzugsweise in Dünnschichttechnik integriert ist. Dabei
sind die Elektroden direkt an eine sich im Si-Substrat be-
30 findliche integrierte Schaltung angeschlossen. Vorteilhaft
dabei ist insbesondere das Fehlen von Zuleitungskapazitäten,
welche sich vor allem bei Messungen im höheren Frequenzbe-
reich, z.B. ab 10 MHz störend bemerkbar machen würden. Ein
DNA-Chip der genannten Ausgestaltung ist somit auch bei hohen
35 Messfrequenzen anwendbar.

Trotz der beschriebenen Maßnahmen sind noch weitere Parasitärkapazitäten zwischen den an der Messung beteiligten Elektroden vorhanden, die in ungünstigen Fällen störend bei der Impedanzmessung im Analyten sein können. Um hier Abhilfe zu schaffen, ist bei einer weiteren bevorzugten Ausgestaltung der Erfindung einer Sensorelektrode eine Schirmelektrode zugeordnet, die auf dem gleichen elektrischen Potential wie die Sensorelektrode gehalten ist. Vorzugsweise wird das elektrische Potential der Sensorelektrode an der Schirmelektrode durch einen an der Sensorelektrode angeschlossenen Pufferverstärker mit Verstärkung 1. gehalten. Der Pufferverstärker als aktives elektronisches Element entkoppelt Potential und Stromstärke, bzw. Ladung. Die zwischen den zusätzlichen Schirmelektroden und den anderen Elektroden auftretenden Parasitärkapazitäten sind so für die Messung elektrisch nicht wirksam, da das Laden oder Entladen der Kapazitäten vom aktiven Verstärker übernommen wird und so das Messgerät und die Sensorelektroden zur Potentialmessung entlastet sind. Schirmelektroden können z.B. beidseits der Sensorelektroden ausgeführt sein oder nur zwischen Sensorelektroden und Polarisationselektroden liegen. Die Effekte der Abschirmung durch die Schirmelektroden und die anwachsende Distanz einer Elektrodeneinheit durch Einfügen von Schirmelektroden sind im Einzelfall gegeneinander abzuwägen.

Der Pufferverstärker ist auf dem DNA-Chip integriert. Hierdurch ergibt sich ein besonders kompakter und wirkungsvoller Aufbau des DNA-Chips. Die Zuleitungen werden so kurz wie möglich gehalten und damit Störungen in sämtlichen Signalleitungen so gut wie möglich ausgeschlossen.

Um einen die Messung verfälschenden Stromfluss innerhalb der Sensorelektroden und auch der Schirmelektroden zu vermeiden, sollten diese Elektroden deutlich kleiner sein als die Potentialelektroden. Bei einer Breite der Potentialelektroden von 1 μm würde dies für die genannten Elektroden eine technisch nicht mehr realisierbare weitere Verkleinerung bedeuten. Bei

einer bevorzugten Ausführungsform wird daher ein anderer Weg beschritten. Hier sind Sensor- und/oder Schirmelektroden gänzlich galvanisch vom Analyten getrennt und damit ein Stromfluss zwischen Analyt und Elektroden verhindert.

5

Bei einem anderen bevorzugten Ausführungsbeispiel wird dies durch eine punktförmige Ausgestaltung der Sensorelektroden erreicht. Dabei ist es erforderlich, dass eine Einrichtung zum Abgriff des Spannungsabfalls an den Sensorelektroden einen hohen Eingangswiderstand und eine niedrige Eingangskapazität aufweist. Die elektrische Verbindung der punktförmigen Sensorelektroden wird vorzugsweise durch eine im Substrat eingebettete („vergrabene“) Sammelleitung bewerkstelligt, die über Durchkontaktierungen mit den Sensorelektroden elektrisch verbunden ist.

15

Um die Tauglichkeit eines DNA-Chips als biochemisches Analysesystem zu gewährleisten, müssen die Elektrodengeometrien und damit der impedanzspektroskopische Erfassungsbereich möglichst an die Dimensionen biochemischer Moleküle angenähert werden. Eine Elektrodenbreiten von etwa 500 nm unterschreitende Miniaturisierung ist jedoch nur mit aufwendigster Technik zu sehr hohen Kosten realisierbar. Dabei kommt bei einem 4-Elektrodensystem erschwerend hinzu, dass der Abstand der Polarisationselektroden zueinander von Haus aus größer ist als bei einem 2-Elektrodensystem, weil ja zwischen den Polarisationselektroden weitere, z.B. die Sensorelektroden liegen. Bei einer besonders bevorzugten Ausführungsvariante ist nun eine das Mikroelektrodensystem einbettende Reaktionsschicht vorgesehen, welche den Raum, in dem Bindungsereignisse stattfinden und impedanzspektroskopisch erfasst werden können, wesentlich vergrößert. Mit der Reaktionsschicht lässt sich somit die Anzahl von erfassbaren Bindungsereignissen und damit der Messeffekt bzw. die Sensitivität eines DNA-Chips erheblich steigern.

30

35

Die Reaktionsschicht hat vorzugsweise eine Dicke, die etwa dem 5-10fachen der Elektrodenbreite entspricht. Damit ist gewährleistet, dass die in einer auf die Reaktionsschicht auf-
gebrachten Analytlösung enthaltenen Zielmoleküle mit ausrei-
5 chender Geschwindigkeit eindiffundieren können. Als besonders
geeignet haben sich Hydrogele zum Aufbau einer Reaktions-
schicht herausgestellt.

Weitere Einzelheiten und Vorteile der Erfindung ergeben sich
10 aus der nachfolgenden Figurenbeschreibung von Ausführungsbei-
spielen anhand der Zeichnung in Verbindung mit den Patentan-
sprüchen. Es zeigen

Fig. 1 die Draufsicht auf einen DNA-Chip mit Elektrodenmik-
15 rosystem in Interdigitalstruktur,

Fig. 2 die Draufsicht auf ein Elektrodenmikrosystem mit ver-
grabenen Sammelleitungen,

Fig. 3 die Draufsicht auf ein Elektrodenmikrosystem mit
punktförmigen Sensorelektroden,

20 Fig. 4 den Schnitt durch das Elektrodenmikrosystem aus Fig.
1 entlang der Linie IV-IV ohne (a) und mit (b) einer
Reaktionsschicht,

Fig. 5 den Schnitt durch das Elektrodenmikrosystem aus
Fig. 1 entlang der Linie IV-IV mit auf Stegen liegen-
den und teilweise (a) bzw. ganz (b) vergrabenen Elek-
troden,

Fig. 6 Elektrodenanordnungen in Draufsicht in Interdigital-
struktur (a) bzw. mit vergrabenen Elektrodensammel-
leitungen und Durchkontaktierungen (b),

30 Fig. 7 Elektrodenanordnungen im Querschnitt mit Schirmelekt-
roden und verschieden isolierten bzw. vergrabenen
Elektroden (a) bis (e),

Fig. 8 Elektrodenanordnungen im Querschnitt mit übereinander
liegenden Polarisations- und Sensorelektroden in ver-
35 schiedenen Ausführungsformen (a) bis (f),

Fig. 9 Elektrodenanordnungen im Querschnitt mit Beispielen von Kombinationen der unterschiedlichen Anordnungs-techniken (a) bis (d), jeweils in Prinzipdarstellung.

5 Fig. 1 zeigt einen Ausschnitt eines DNA-Chips in Draufsicht, wobei ein Träger 14 angedeutet ist. Der Ausschnitt zeigt einen Spot 1. Dessen Mikroelektrodensystem zeigt ein Paar Polarisationselektroden 2 und 4. Die Polarisationselektroden 2 und 4 sind von einer Stromquelle 6 gespeist. Die Stromquelle
10 6 erzeugt einen durch die Elektroden 2 und 4 fließenden Wechselstrom, der einen sich über der Elektrodenanordnung befindenden, nicht im Einzelnen dargestellten Analyten polarisiert. Der Analyt schließt also den Stromkreis über Stromquelle 6 und Polarisationslelektroden 2 und 4.

15

Weiterhin ist in Fig. 1 ein Paar Sensorelektroden 8 und 10 dargestellt, die an ein hochohmiges Voltmeter 12 angeschlossen sind. Da sich zwischen den beiden Polarisationselektroden 2 und 4 in einem auf den Träger 14 und die Elektroden aufgebracht elektrisch leitfähigen Analyten Stromlinien bilden,
20 liegen die Sensorelektroden 8 und 10 mit Bereichen des Analyten unterschiedlichen elektrischen Potentials in Berührung. Diese Potentialdifferenz ist dann am Voltmeter 12 angezeigt. Da das Voltmeter 12 einen hochohmigen Eingangswiderstand besitzt, findet jedoch zwischen Analyt und den Sensorelektroden 8 und 10 kein nennenswerter Ladungstransport, also kein nennenswerter Stromfluss statt.

In Figur 1 sind alle vier Elektroden 2, 4, 8 und 10 in Fig. 1
30 in Interdigitalstruktur angeordnet. Die dargestellte Elektrodenanordnung ist als Teil eines Mikrochips zum Beispiel durch Benutzung der Dünnschichttechnik auf einem Träger 14, zum Beispiel Silizium mit einer elektrisch isolierenden Deckschicht (nicht dargestellt), z.B. Siliziumoxid, aufgebracht. Alle
35 Elektroden sind durch elektrisch isolierende Zwischenräume 16 voneinander getrennt. Die symbolisch dargestellten Stromquelle 6 und das Voltmeter 12 sind i.A. als integrierte elektri-

sche Schaltungen im Träger 14 z.B. unterhalb der Elektroden ausgeführt. Die Anordnung ist in Ausdehnungsrichtung 17 stark gestaucht dargestellt. Gleiches gilt für die Figuren 2,3 und 6.

5

Die in Figur 2 dargestellte Ausführungsform der Erfindung beinhaltet ebenfalls ein Paar Polarisationselektroden 2 und 4 und ein Paar Sensorelektroden 8 und 10. Die einzelnen Abschnitte der Elektroden sind jedoch nicht wie in Fig. 1 kamm- bzw. mäanderförmig ineinander gefaltet. Jeder Elektrodentyp ist jeweils als eine Mehrzahl voneinander an sich elektrisch isolierter länglicher Streifen auf der Chipoberfläche ausgeführt. So sind je zwei Streifen der Polarisationselektroden 2 und 4 und je 4 Streifen der Sensorelektroden 8 und 10 zu sehen.

10

15

20

Zur elektrischen Verbindung ist hier jedem Elektrodentyp eine Elektrodensammelleitung zugeordnet. Der Polarisationselektrode 2 ist zum Beispiel die Sammelleitung 18 zugeordnet. Die beiden Streifen der Polarisationselektrode 2 sind deshalb mit Hilfe von elektrischen Durchkontaktierungen 20 mit der ihr zugeordneten Sammelleitung 18 verbunden. Gegenüber allen anderen Elektroden 4, 8 und 10 ist die Sammelleitung 18 elektrisch isoliert. Deshalb liegen Sammelleitungen zum Beispiel vergraben in der Isolierenden Deckschicht 36 des Trägers 14 oder sind zumindest sowohl gegeneinander als auch gegenüber allen Elektroden anderweitig elektrisch isoliert. Der zweiten Polarisationselektrode 4 ist die Sammelleitung 22 mit entsprechenden Durchkontaktierungen 24 zugeordnet usw.

30

35

In Fig. 3 ist wie aus den Figuren 1 und 2 zu erkennen, dass die geometrischen Abmessungen Breite w und Abstand g der Polarisations- und Sensorelektroden in etwa gleich groß sind. Dies kann eventuell zu Problemen führen, da bei einem vierpoligen Messverfahren üblicherweise die Sensorelektroden stets wesentlich kleiner als die Polarisationselektroden ausgeführt sind. In Figur 3 ist deshalb eine alternative Ausführungsform

von Sensorelektroden dargestellt. Die Sensorelektrode 10 enthält eine Sammelleitung 26, die entsprechend den Sammelleitungen 18 und 22 in Figur 2 im Substrat vergraben bzw. genügend elektrisch isoliert von z.B. anderen Leitungen und dem Analyten ausgeführt ist. Der Kontakt zwischen der Sensorelektrode 10 und dem Analyten wird nicht mehr flächig wie in Fig. 1 und 2, sondern nur noch über punktförmige Einzelelektroden 28 hergestellt.

10 Jede Einzelelektrode 28 enthält einen punktförmigen Elektrodenkopf 30, der mit Hilfe einer elektrischen Durchkontaktierung 32 mit der Elektrodensammelleitung 26 verbunden ist. Obwohl die Elektrodenbreite w und der Elektrodenabstand g gleich sind, wird durch diese Maßnahme erreicht, dass die effektive Elektrodenfläche der Sensorelektroden 8 und 10 gegenüber der Fläche der Polarisationselektroden 2 und 4 wesentlich kleiner ist. Hier ist nochmals angedeutet, dass in realen Anordnungen die „Länge“ l der Elektrode wesentlich größer als deren Breite w ist.

20

Ein Schnitt durch die Figur 1 entlang der Linie IV-IV ist in den Figuren 4 und 5 dargestellt. In Fig. 4a ist der Aufbau des Trägers 14 aus dem eigentlichen in der Regel einkristallinen Chipträger, also dem Substrat 34, z.B. Silizium, und einer elektrisch isolierenden Schicht 36, z.B. Siliziumoxid, dargestellt. Durch die isolierende Schicht 36 und die Zwischenräume 16 sind die Elektroden 2, 4, 8 und 10 voneinander elektrisch isoliert. Der Analyt 38, der mit der Chipoberfläche und den Elektroden in Kontakt steht, ist von Stromlinien 40 durchsetzt, die in den Polarisationselektroden 2 und 4 enden. Diese Stromlinien 40 entstehen durch die Einspeisung des Polarisationsstromes von der Stromquelle 6 mittels der Polarisationselektroden 2 und 4 in den Analyten 38.

35 Bei letzterer Anordnung können Fängermoleküle in einer sehr dünnen Schicht 42 direkt auf der Chipoberfläche angebracht werden. Methoden hierzu sind aus dem Stand der Technik hin-

reichend bekannt. Ein Zielmolekül aus dem Analyten 38 kann zum Fängermolekül in der Schicht 42 diffundieren. Nur in der Schicht 42 können so Bindungsereignisse überhaupt stattfinden und nur dort detektiert werden. Die Detektion findet statt, weil in der Schicht 42 sich die elektrischen Eigenschaften des Mediums aufgrund der Bindungsereignisse ändern. Die Strom- und Spannungsverhältnisse im Analyten 38 ändern sich und an den Sensorelektroden 8 und 10 wird eine entsprechend geänderte Spannung abgegriffen. Wie aus dem Verlauf der Stromlinien 40 ersichtlich, wird jedoch nur ein sehr geringer Anteil des felddurchsetzten Raumes zur Reaktion benutzt. Die in einer derartigen Anordnung auftretenden Veränderungen der elektrischen Eigenschaften des Analyten und somit die detektierbaren Spannungen zwischen den Sensorelektroden 8 und 10 können gegebenenfalls unterhalb des messtechnisch erfassbaren Bereiches von Messspannungen liegen.

Eine Verbesserung kann durch das Aufbringen einer Reaktionsschicht 44 auf den DNA-Chip stattfinden, wie in Fig. 4b gezeigt. In dieser Reaktionsschicht 44, zum Beispiel einem Hydrogel, können in deren gesamten Volumen Fängermoleküle eingebettet bzw. fixiert werden. Die Reaktionsschicht 44 ist nur etwa 5-10 μm dick ausgeführt. Somit kann eine chemische Reaktion zwischen Zielmolekülen aus dem Analyten 38, die in die sehr dünne Reaktionsschicht 44 schnell eindiffundieren können, und den Fängermolekülen stattfinden. Die chemische Reaktion bzw. Veränderung elektrischer Parameter in der Reaktionsschicht 44 wird somit von einem wesentlich größeren Bereich von Stromlinien 40 durchdrungen. Bei einer Reaktion werden deshalb wesentlich größere Spannungen am Voltmeter 12 gemessen.

In den Figuren 5a und 5b liegen die Polarisationselektroden 2 und 4 auf elektrisch isolierenden Stegen 46 beabstandet zur Oberfläche des Trägers 14. Dies kann in bestimmten Fällen, das heißt für bestimmte Kombinationen aus immobilisierter Spezies und Analyt, zu einer günstigeren Feldverteilung im

Analytraum 48 führen. Günstiger bedeutet, dass zwischen den Sensorelektroden 8 und 10 eine möglichst große Spannungsdifferenz am Voltmeter 12 gemessen werden kann.

- 5 In Figur 5a sind die beiden Sensorelektroden 8 und 10 teilweise im Träger 14 vergraben. In Figur 5b sind diese beiden Elektroden vollständig vergraben und somit galvanisch vom Analytraum 48 getrennt. Der Grad der Eingrabung oder die galvanische Trennung können je nach Analyt 38 und immobilisierter Spezies günstiger oder ungünstiger für das Erzielen zuverlässiger Messergebnisse am Voltmeter 12 sein. Auch die Auswahl von Stegen 46 als Träger für die Polarisations-
10 elektroden 2 und 4 kann je nach Fall günstiger oder ungünstiger sein. Eine entsprechende Auswahl der strukturellen Anordnung ist in den meisten Fällen experimentell zu finden.
15

- Die Figuren 6a und 6b zeigen nochmals verschiedene Ausführungsformen für die Gestaltung bzw. für die Verbindungstechnik der verschiedenen Elektroden bezüglich des Layouts und
20 der verwendeten Technologien im Halbleiterprozess bei der Chipherstellung. Fig. 6a entspricht bezüglich der Polarisations-
elektroden 2 und 4 der Ausführungsform in Fig. 1. Allerdings liegen hier die Sensorelektroden 8 und 10 in etwa gleichem Layout wie die Polarisations-
elektroden 2 und 4, aber unter diesen, getrennt durch eine elektrisch isolierende Zwischenschicht, also Stege 46. Ein Schnitt durch diese Anordnung ist in Fig. 8 dargestellt. Durch einen derartigen Aufbau des DNA-Chips wird ein sehr kompakter Aufbau erreicht, der
30 für beide Elektrodentypen, also Sensor- und Polarisations-
elektroden 4 und 2 nahezu die kleinstmögliche, im Halbleiterprozess erreichbare Strukturgröße und Abstände zueinander erlaubt. Außerdem werden durch den Aufbau von übereinander angeordneten Elektroden das effektive Verhältnis zwischen der Größe beider Elektrodentypen ähnlich wie bei der in Fig. 3
35 gezeigten Ausgestaltung beeinflusst, die Sensorelektroden 8 und 10 zeigen also eine geringe Größe im Verhältnis zu den Polarisations-
elektroden 2 und 4.

Fig. 6b entspricht der in Fig. 2 dargestellten Anordnung, nur dass auch hier, wie in Fig. 6a, die Elektrodentypen übereinander, anstatt nebeneinander angeordnet sind. Auch bei der in
5 Fig. 6b dargestellten Ausgestaltung liegen die Polarisations-
elektroden 2 und 4 wieder auf den elektrisch isolierenden
Stegen 46 über den Sensorelektroden 10 und 8, wobei die Stege
aus der Draufsicht nicht ersichtlich sind. Ein Schnitt ent-
lang der Linie A-A durch die Anordnung wie in Fig. 6a ent-
10 spricht auch hier der Figur 8, nur dass die übereinanderlie-
genden Elektroden vertauscht sind, also die Polarisations-
elektroden 2 bzw. 4 über den Sensorelektroden 10 bzw. 8 lie-
gen.

15 Die Auswahl der verwendeten Technologien bzw. Layouts richtet
sich meist nach den Gegebenheiten bzw. Randbedingungen des zu
verwendenden Halbleiterprozesses und der mit dem DNA-Chip zu
lösenden Aufgabe. Natürlich können auch Kombinationsmöglich-
keiten aus den vorgestellten Techniken verwendet werden. So
20 ist es zum Beispiel denkbar, die Polarisationselektroden ge-
mäß Fig. 6a in kammförmiger Interdigitalstruktur auszuführen
und die Sensorelektroden gemäß Figur 6b als zu Sammelleitun-
gen durchkontaktierte Einzelstreifen auszuführen und beide
Anordnungen durch Stege 46 zu trennen und übereinander anzu-
ordnen.

In der Figur 7 sind jeder Sensorelektrode 8 und 10 je zwei
Schirmelektroden 50 und 52 zugeordnet. Durch Pufferverstärker
54 ist das jeweilige elektrische Potential der Sensorelektro-
30 den 8 und 10 an den Schirmelektroden 50 und 52 elektrisch ak-
tiv gehalten. Die im Fall fehlender Schirmelektroden wirksa-
men Parasitärkapazitäten 56, 58 und 60 zwischen Sensorelekt-
roden 8 und 10 und Polarisationselektroden 2 und 4 werden
durch diese Maßnahme teils elektrisch unwirksam, wie sich
35 leicht aus einem nicht dargestellten elektrischen Ersatz-
schaltbild der Anordnung ergibt. Mit vorhandenen Schirmelek-
troden bilden sich nämlich die parasitären Kapazitäten 62 bis

74 aus. Hiervon sind aber nur die Kapazitäten 62, 68 und 74 für die Messung in den Messgeräten Voltmeter 12 und dem der Stromquelle 6 zugeordneten Strommesser wirksam. Die anderen Kapazitäten sind über die Pufferverstärker 54 versorgt, werden also über diese ge- bzw. entladen und gehen somit nicht in die Messung mit ein, was i. A. zu einem wesentlich verbesserten Messergebnis führt. Somit können sich diese parasitären Kapazitäten nicht mehr nachteilig auf die Impedanz zwischen den Sensor- und Polarisations Elektroden auswirken.

Die Pufferverstärker 54 können mit Hilfe der Halbleitertechnologie direkt im Träger 14 unterhalb der Elektrodenanordnung realisiert werden. Hierdurch werden Signalwege verkürzt, zusätzliche Kapazitäten so klein wie möglich gehalten, und somit die Frequenzeigenschaften der gesamten Messanordnung günstig beeinflusst. Die verschiedenen in Figur 7 dargestellten Ausführungsformen von Anordnung der einzelnen Elektroden unterscheiden sich dadurch, dass eine oder mehrere Elektroden galvanisch vom Analyten getrennt sind bzw. ganz oder teilweise im Substrat vergraben sind. Die galvanische Trennung erfolgt, wie in Fig. 7a z.B. durch Aufoxidieren einer zusätzlichen Oxidschicht über den Elektroden oder durch Vergraben der Elektroden, wie in Fig. 7e für alle beteiligten Elektroden durchgeführt. Auch in Fig. 7 sind wieder verschiedene Kombinationen zwischen den dargestellten Alternativen denkbar. Diese können durch Simulationen oder im Experiment an die Bedürfnisse einer speziellen Messung bzw. Ausgestaltung des Chips angepasst werden.

Auch in Figur 8 sind verschiedenste Kombinationen der Anordnung aus Sensor- und Polarisations Elektroden dargestellt. Während die Polarisations Elektroden stets auf Stegen über dem Träger ruhen, sind die Sensorelektroden jeweils unterhalb oder innerhalb der Stege angeordnet. Durch diese Maßnahmen kann eine äußerst kompakte Bauweise des DNA-Chips erreicht werden, da die Abstände zwischen den Elektrodentypen minimiert werden können.

Figur 9 zeigt Konfigurationen aus Elektroden entsprechend den Figuren 8 wobei hier zusätzlich eine oder mehrere Schirmelektroden zwischen Sensorelektroden untereinander oder zwischen Sensor- und Polarisationselektroden vorgesehen sind. Auch für die in Figur 9 dargestellten Anordnungen gilt bezüglich der Auswahl einer bestimmten Konfiguration das oben Gesagte.

- 5
- 10 Die in den Figuren dargestellten Ausführungsformen sind Beispiele für die verschiedenen Kombinationsmöglichkeiten aus den aufgeführten Techniken. Natürlich sind, wie mehrfach erwähnt auch andere als die explizit dargestellten Kombinationen möglich.

Patentansprüche

1. DNA-Chip mit einem Träger (14) und einem darauf angeordneten Mikroarray von immobilisierte Fängermoleküle enthaltenden Spots (1), wobei jeder Spot (1) ein Mikroelektrodensystem zur impedanzspektroskopischen Detektion von Bindungsereignissen zwischen den Fängermolekülen und Zielmolekülen einer auf die Spots (1) applizierten Analytlösung (38) enthält, d a -
d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass das Mikro-
elektrodensystem ein Paar Polarisations Elektroden (2,4) zur Erzeugung eines elektromagnetischen Wechselfeldes und ein Paar Sensorelektroden (8,10) zur Messung eines Spannungsabfalls im Analyten (38) umfasst.
2. DNA-Chip nach Anspruch 1, d a d u r c h g e k e n n -
z e i c h n e t , dass der Träger (14) ein Siliziumsubstrat (34) umfasst, auf dem das Mikroelektrodensystem in Dünnschicht-technik integriert ist.
3. DNA-Chip nach Anspruch 1 oder 2, d a d u r c h g e -
k e n n z e i c h n e t , dass einer Sensorelektrode (8,10) eine Schirmelektrode (50,52) zugeordnet ist, die auf dem gleichen elektrischen Potential wie die Sensorelektrode (8,10) gehalten ist.
4. DNA-Chip nach Anspruch 3, d a d u r c h g e k e n n -
z e i c h n e t , dass von einem an die Sensorelektrode (8,10) angeschlossenen Pufferverstärker (54) mit Verstärkung 1 das elektrische Potential der Sensorelektrode (8,10) an der Schirmelektrode (50,52) gehalten ist.
5. DNA-Chip nach Anspruch 4, d a d u r c h g e k e n n -
z e i c h n e t , dass der Pufferverstärker (54) auf dem DNA-Chip integriert ist.
6. DNA-Chip nach einem der vorhergehenden Ansprüche, d a -
d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass eine Sensor-

elektrode (8,10) und/oder eine Schirmelektrode (50,52) galvanisch vom Analyten (38) getrennt sind.

5 7. DNA-Chip nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass eine Sensorelektrode (8,10) punktförmige Einzelelektroden (28) enthält, die mittels Durchkontaktierungen (32) mit einer vergrabenen Elektrodensammelleitung (26) elektrisch verbunden sind.

10 8. DNA-Chip nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Mikroelektrodensystem in einer Fängermoleküle enthaltenden Reaktionsschicht (44) eingebettet ist.

15 9. DNA-Chip nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Dicke der Reaktionsschicht (44) etwa dem 5-10fachen Wert der Elektrodenbreite entspricht.

20 10. DNA-Chip nach Anspruch 8 oder 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Reaktionsschicht (44) ein Hydrogel ist.

Zusammenfassung

DNA-Chip mit Mikroarray aus Mikroelektrodensystemen

- 5 DNA-Chip mit einem Träger (14) und einem darauf angeordneten Mikroarray von immobilisierte Fängermoleküle enthaltenden Spots (1), wobei jeder Spot (1) ein Mikroelektrodensystem zur impedanzspektroskopischen Detektion von Bindungsereignissen zwischen den Fängermolekülen und Zielmolekülen einer auf die
- 10 Spots (1) applizierten Analytlösung (38) enthält. Das Mikroelektrodensystem muss dabei ein Paar Polarisationselektroden (2,4) zur Erzeugung eines elektromagnetischen Wechselfeldes und ein Paar Sensorelektroden (8,10) zur Messung eines Spannungsabfalls im Analyten (38) umfassen.

15

FIG 1

FIG 1

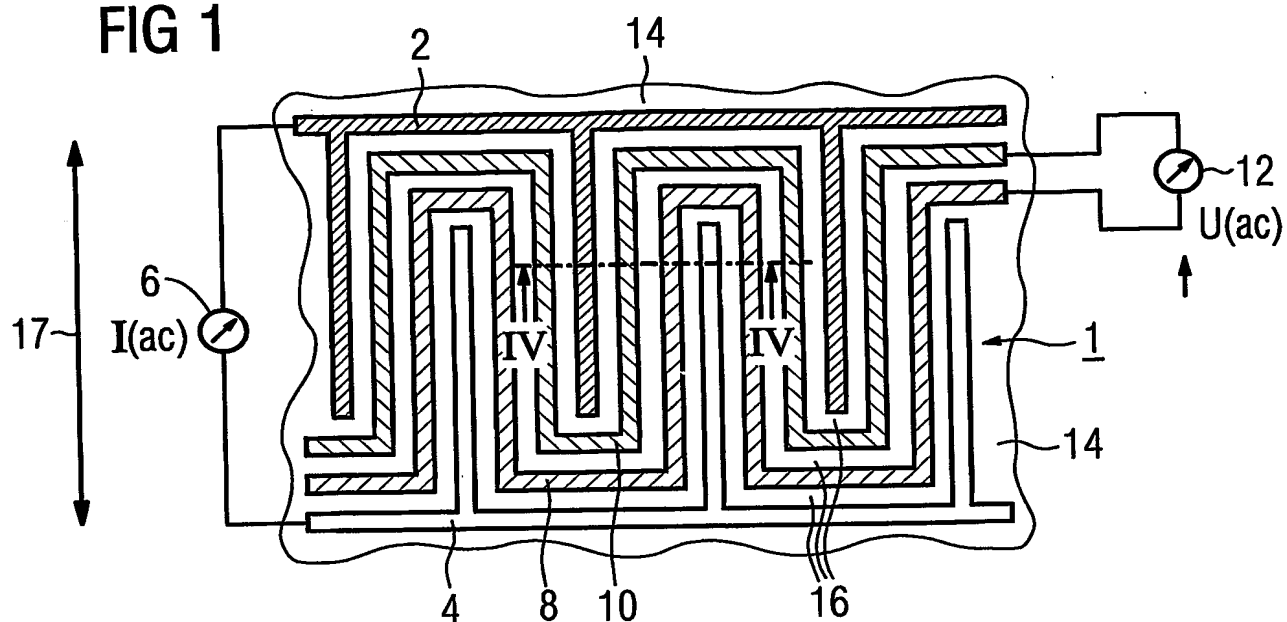


FIG 2

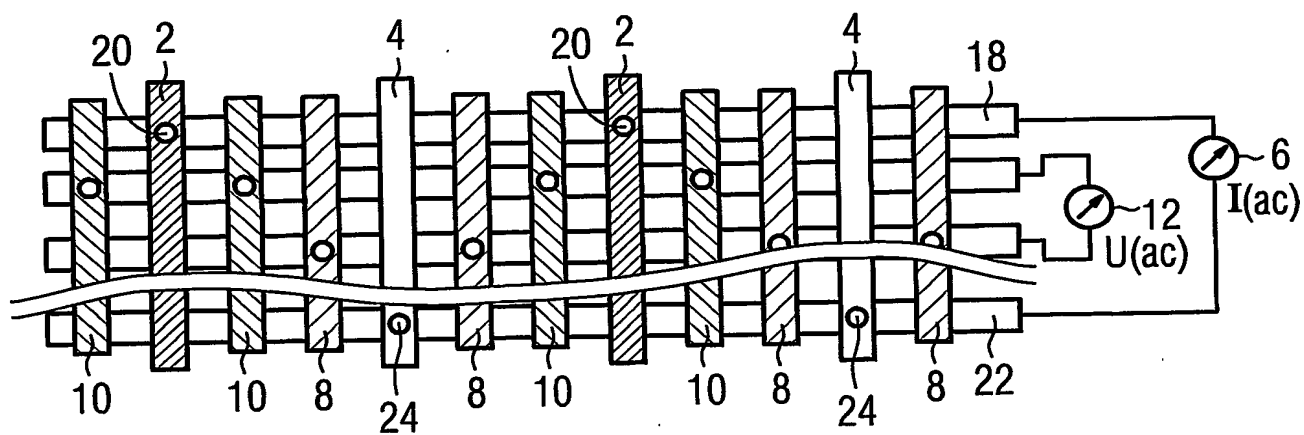


FIG 3

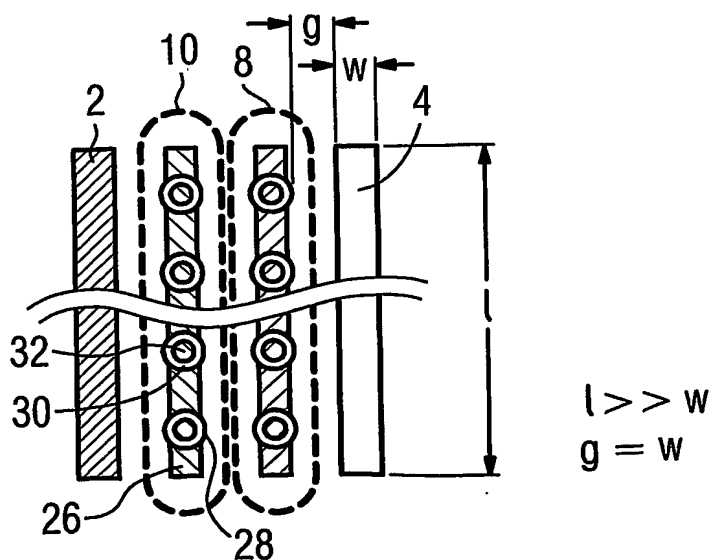


FIG 4

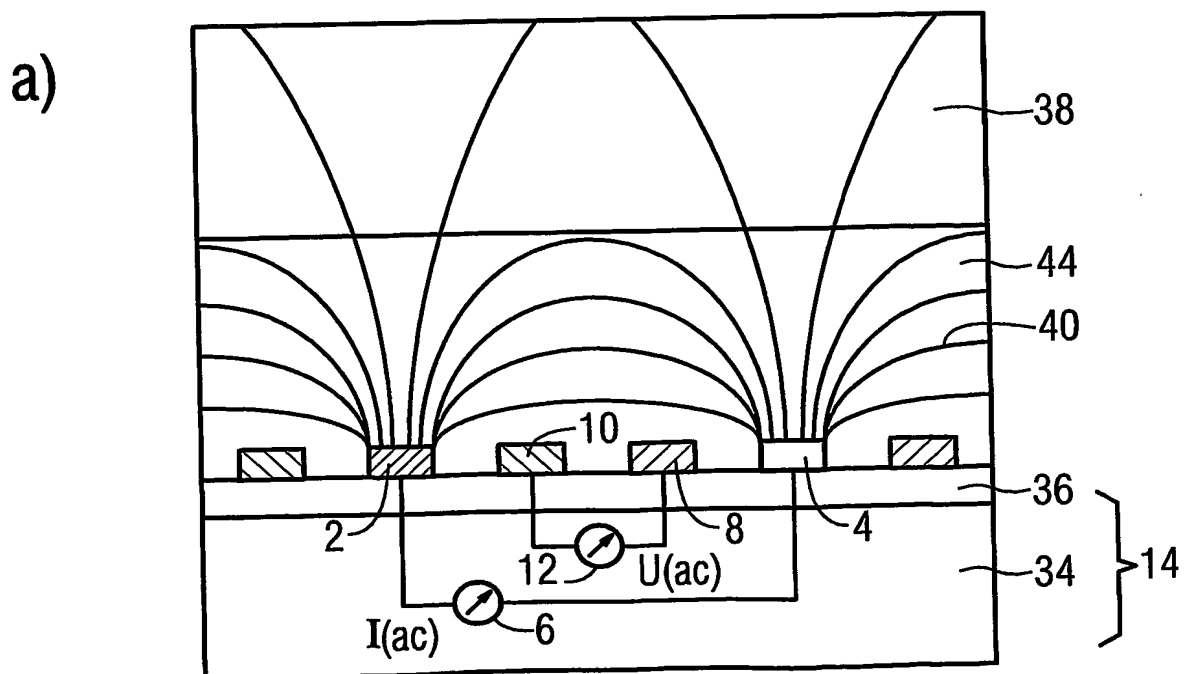
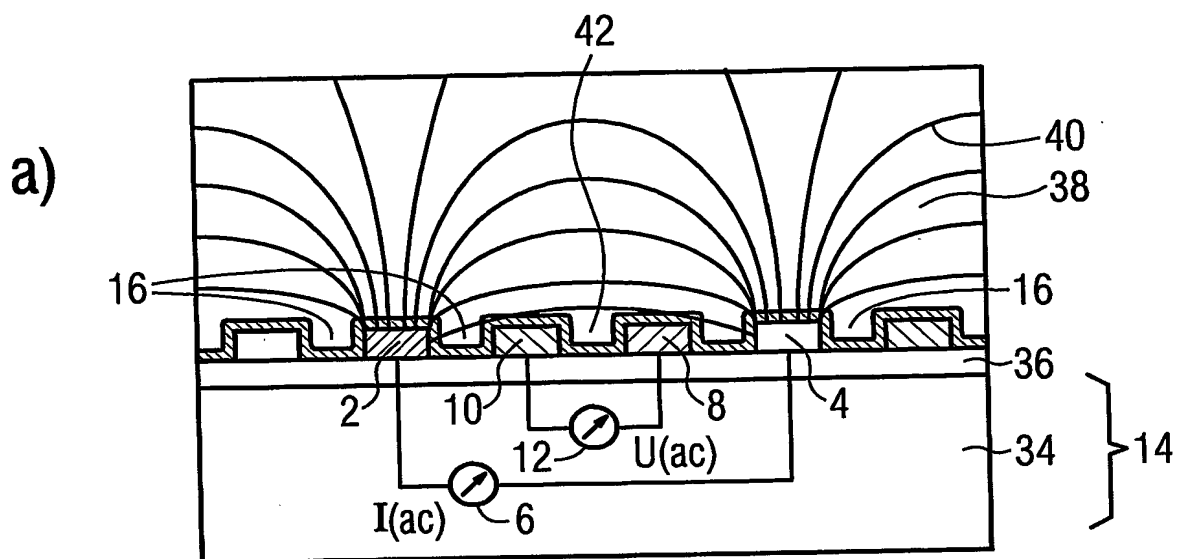


FIG 5

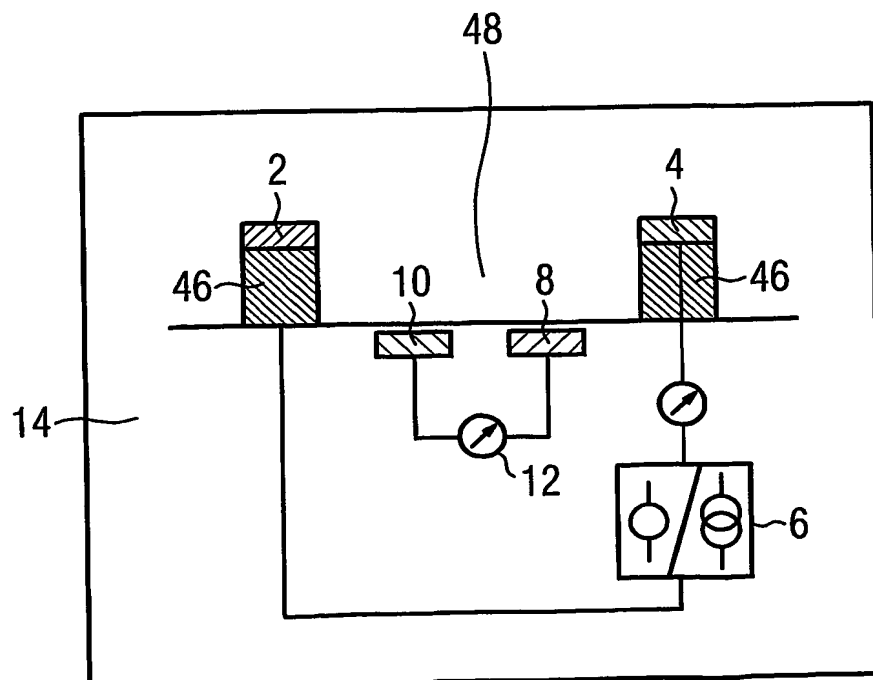
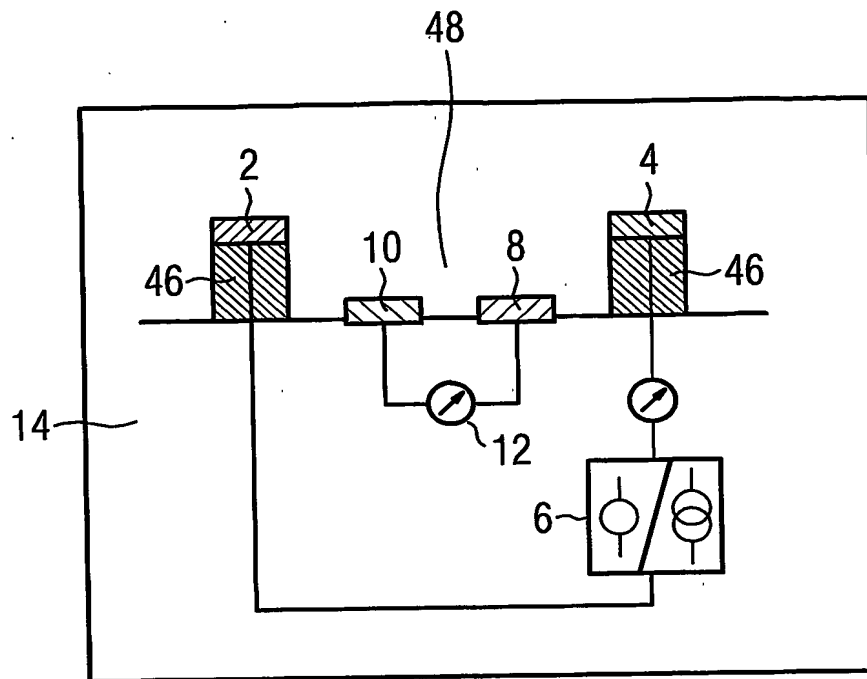


FIG 6a

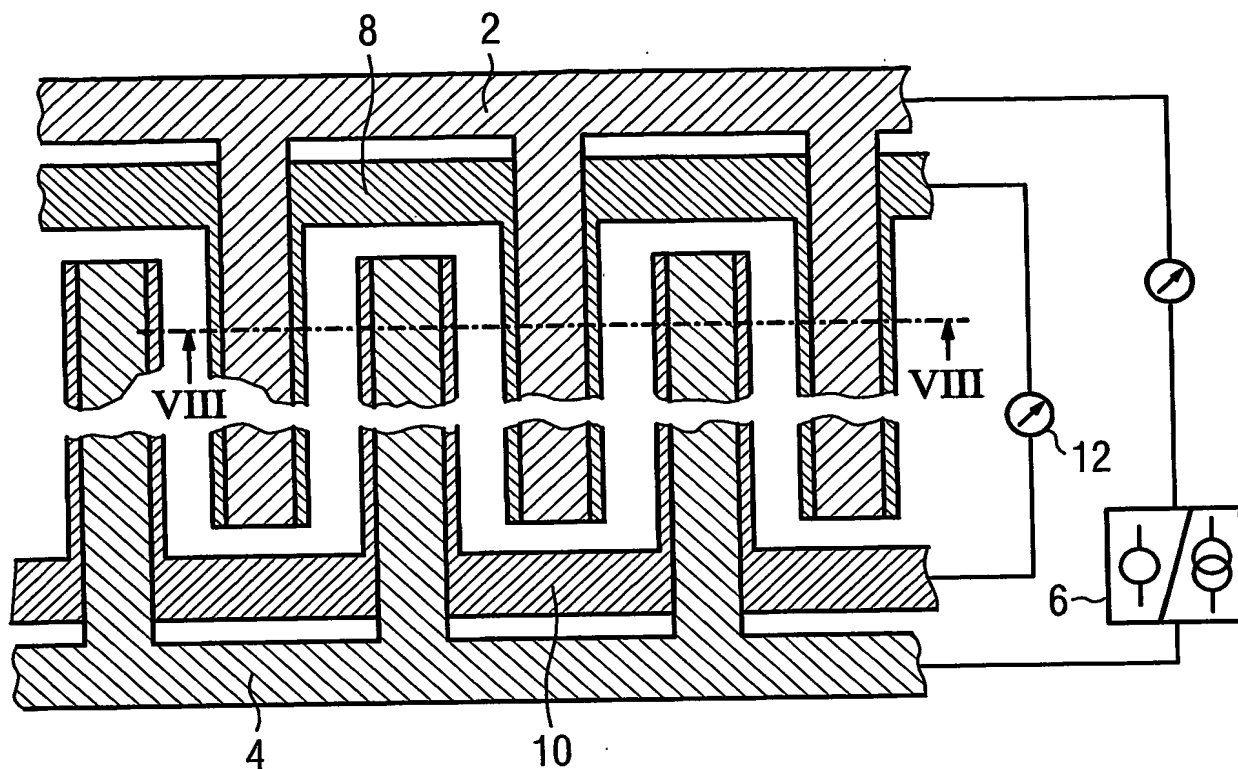


FIG 6b

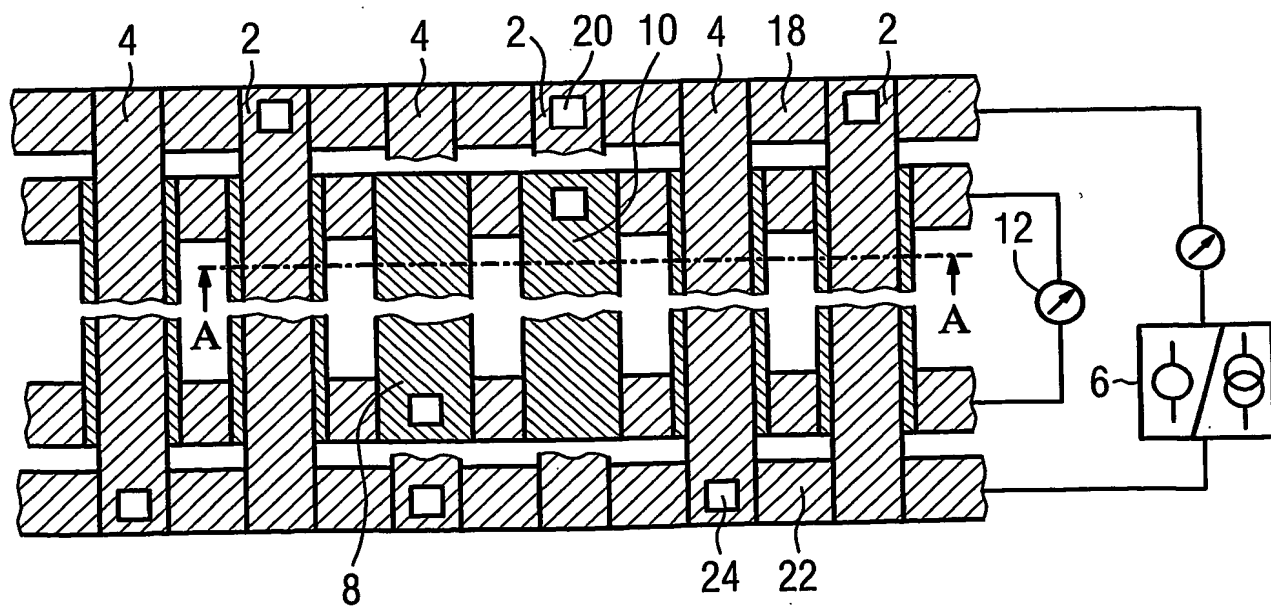


FIG 7

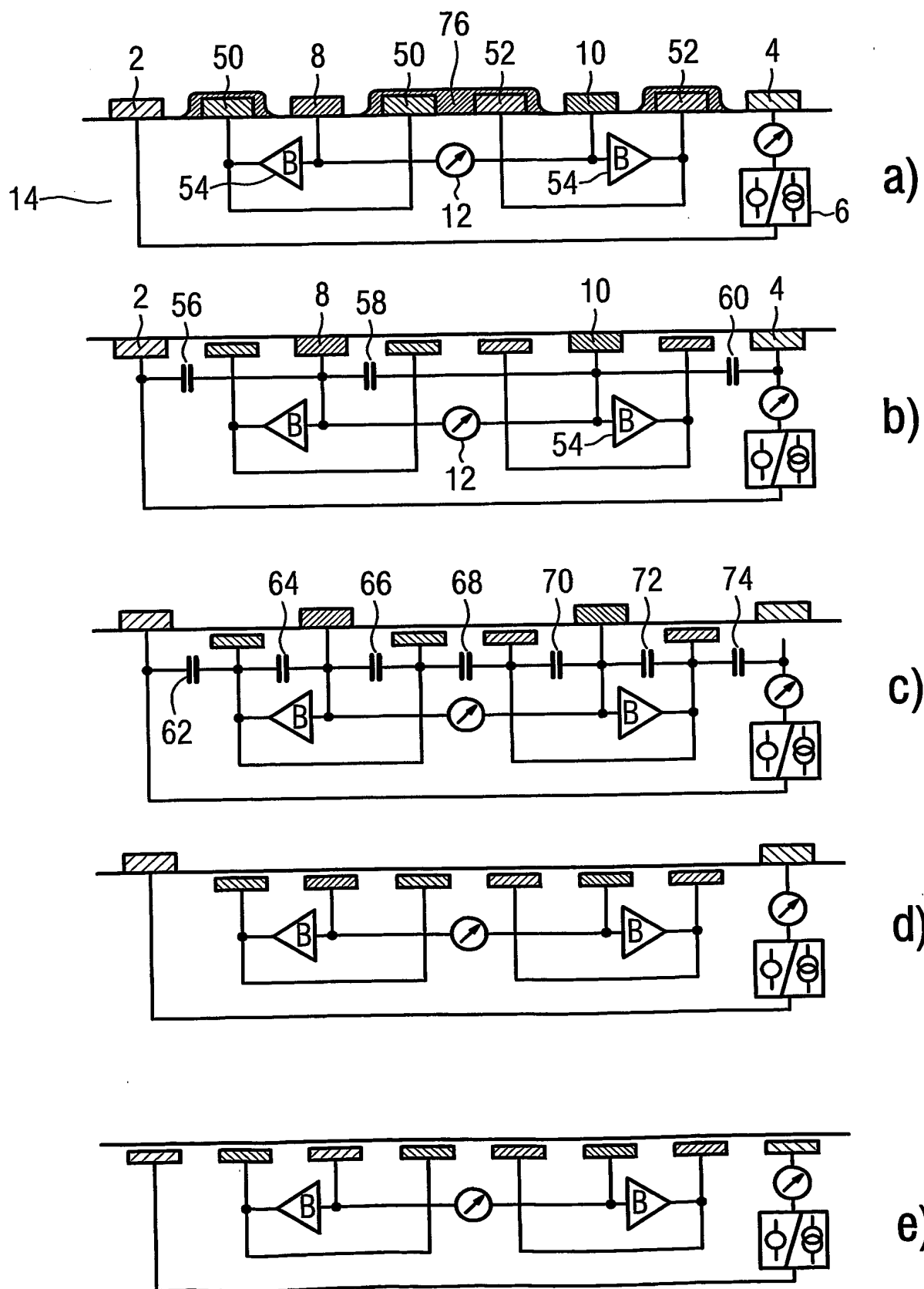


FIG 8

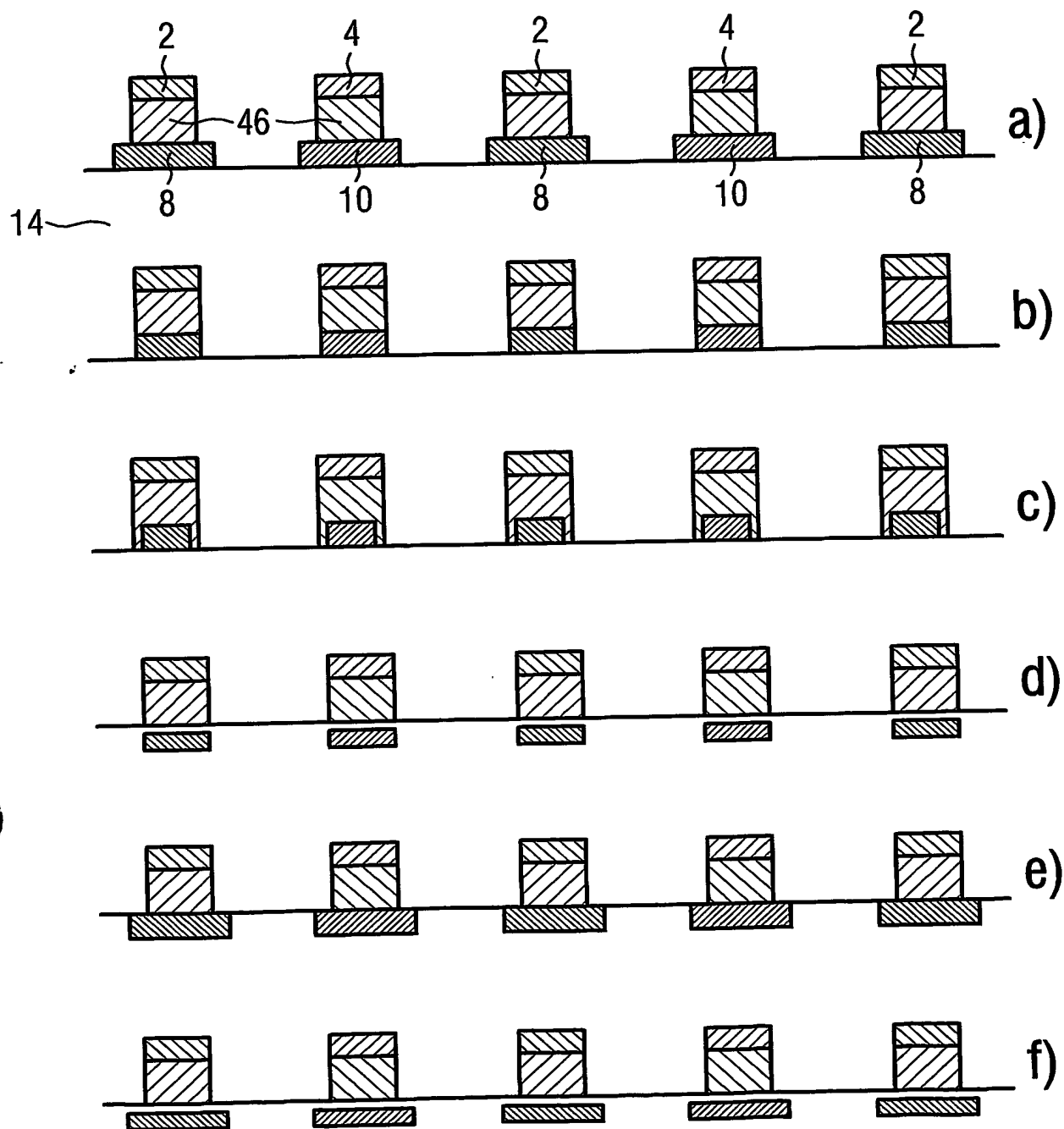
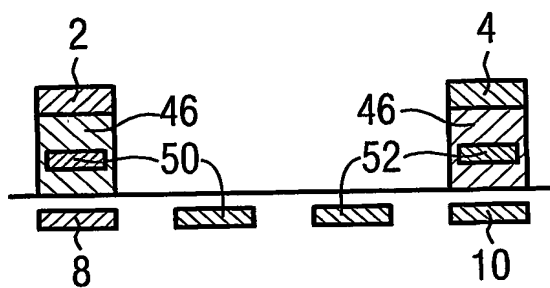
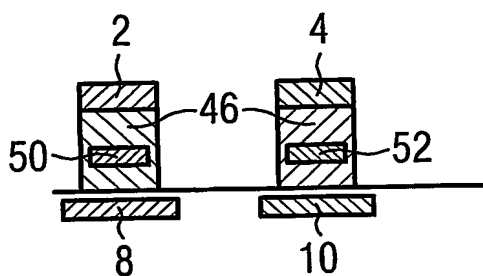


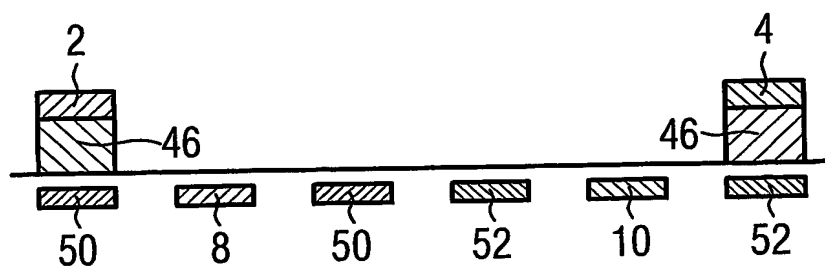
FIG 9



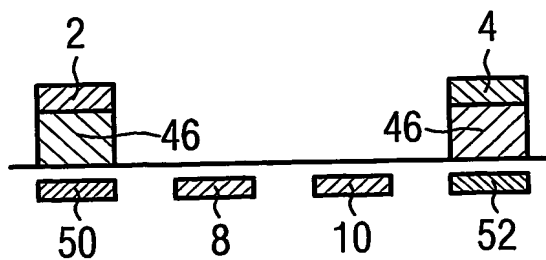
a)



b)



c)



d)